

**Computer tomography medical imaging device incorporates an X- ray diffraction based spectrum measurement arrangement so that conclusions about tissue type can be made**

Publication number: DE10127267

Publication date: 2002-12-19

Inventor: HEISMANN BJOERN (DE)

Applicant: SIEMENS AG (DE)

Classification:

- international: **A61B6/02; G01N23/04; A61B6/02; G01N23/02;** (IPC1-7): H05G1/02; A61B6/02; G01N23/207; G01T1/29; G01T1/36

- European: A61B6/02H; G01N23/04D

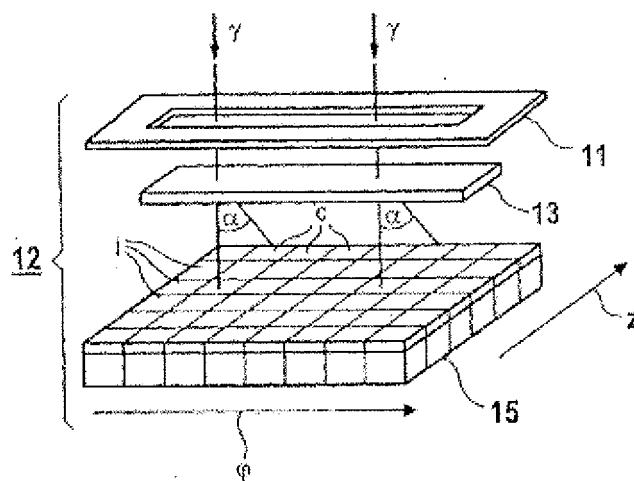
Application number: DE20011027267 20010605

Priority number(s): DE20011027267 20010605

[Report a data error here](#)

**Abstract of DE10127267**

Imaging medical device, especially a CT device for patient examination has a spectrum measurement arrangement for measuring the spectral distribution of the X-ray quanta. The inventive device uses X-ray diffraction principles and combines an X- ray diffraction element (13) with a 2-D X-ray detector (15). The invention also relates to a corresponding CT device.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



①⑨ **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 101 27 267 A 1**

⑳ Aktenzeichen: 101 27 267.7  
㉒ Anmeldetag: 5. 6. 2001  
㉔ Offenlegungstag: 19. 12. 2002

⑤① Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**H 05 G 1/02**  
G 01 T 1/36  
G 01 T 1/29  
G 01 N 23/207  
A 61 B 6/02

**DE 101 27 267 A 1**

⑦① Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:  
Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE

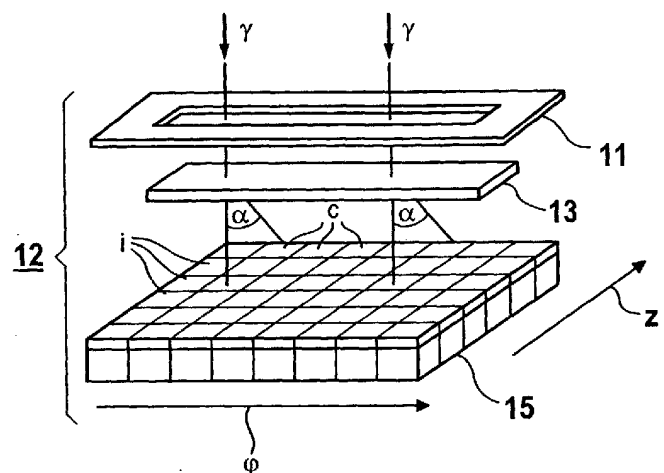
⑤⑥ Entgegenhaltungen:  
DE 199 55 848 A1  
DE 197 11 927 A1  
DE 100 09 285 A1  
US 51 64 975 A  
EP 09 24 967 A2  
JP 61-2 56 243 A

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Bildgebendes medizinisches Röntgengerät

⑤⑦ Ein bildgebendes medizinisches Röntgengerät (1), insbesondere ein Computertomographie-Gerät, weist eine Spektral-Einrichtung (12) zur Messung der Röntgenquantenenergie auf. Vorzugsweise wird dabei das Prinzip der Röntgenbeugung ausgenutzt. Beispielsweise ist ein Röntgenbeugungselement (13) einem als zweidimensionales Array ausgebildeten Röntgendetektor (15) zugeordnet. Die Auswertung der so gewonnenen spektralen Messdaten erlaubt neben der Bilderfassung auch Aussagen über eine lokale Gewebe-Zusammensetzung oder -charakterisierung.



**DE 101 27 267 A 1**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein bildgebendes medizinisches Röntgengerät, insbesondere ein Computertomographie-Gerät, zur Untersuchung eines Patienten.

**[0002]** Ein bildgebendes medizinisches Röntgengerät umfasst üblicherweise eine Röntgenquelle oder Röntgenröhre und einen der Röntgenquelle zugeordneten Röntgendetektor, der beispielsweise als zweidimensionales Array ausgebildet ist. Im Strahlenverlauf zwischen der Röntgenröhre und dem Röntgendetektor wird der zu untersuchende Patient angeordnet und von den Röntgenstrahlen durchdrungen. Bei einer konventionellen Röntgendurchleuchtungsanlage wird die lokal unterschiedliche Röntgentransmission des Patienten direkt in ein Bild auf dem bildgebenden Röntgendetektor umgesetzt. Bei einem Computertomographie-Gerät wird der zu untersuchende Patient von einer um die Patientenachse rotierenden Röntgenquelle und/oder einem um die gleiche Achse rotierenden Röntgendetektor nach und nach abgetastet. Aus dem daraus ermittelten Datensatz wird mittels eines Computers ein dreidimensionaler Bilddatensatz rekonstruiert.

**[0003]** Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Funktionalität bekannter bildgebender medizinischer Röntgengeräte zu erweitern.

**[0004]** Die genannte Aufgabe wird gemäß der Erfindung gelöst durch ein Röntgengerät mit einer Spektral-Einrichtung zur Messung der Röntgenquantenenergie.

**[0005]** Dadurch ist die Funktionalität eines Röntgengeräts in vorteilhafter Weise dahingehend erweitert, dass nicht nur ein Transmissionskontrast des Patienten, infolge einer lokal unterschiedlichen Absorption, erfassbar ist, sondern vielmehr auch Rückschlüsse auf den spektralen Verlauf der Absorption am durchstrahlten Ort des Patienten möglich sind. Dies eröffnet Möglichkeiten zur lokalen Gewebekarakterisierung. Daraus ergeben sich für die nachfolgende Diagnose neue wertvolle Hilfestellungen.

**[0006]** Als Spektral-Einrichtung ist beispielsweise ein Halbleiter-Detektor, insbesondere ein Germanium- oder Siliziumdetektor, oder ein Kalorimeter vorhanden. Die Spektral-Einrichtung kann auch einen geschichteten Mehrfachdetektor aufweisen, der insbesondere zwei hintereinander angeordnete Szintillationsdetektoren umfasst, wovon einer ein niederenergetischer Detektor und der andere ein hochenergetischer Detektor ist. Aus dem Verhältnis zweier Messwerte der beiden Detektoren sind dann Rückschlüsse auf die die Röntgenstrahlung absorbierenden Materialien möglich. Eine andere Variante besteht darin, dass die Spektral-Einrichtung nach dem Zweistrahlverfahren arbeitet. Dabei werden zwei Messvorgänge mit unterschiedlicher Quantenenergie am gleichen Patienten durchgeführt.

**[0007]** Nach einer besonders bevorzugten Ausführungsform nutzt die Spektral-Einrichtung das Prinzip der Röntgenbeugung aus.

**[0008]** Dadurch ist es in vorteilhafter Weise möglich, die Spektral-Einrichtung platzsparend in ein Röntgengerät zu integrieren. Außerdem ist eine nach dem Prinzip der Röntgenbeugung funktionierende Spektraleinrichtung preiswerter realisierbar als beispielsweise ein Halbleiter-Detektor. Im Vergleich zu den genannten Zweistrahlverfahren ergibt sich der Vorteil einer verkürzten Untersuchungszeit und – besonders wesentlich – eine Verminderung der Strahlendosis für den Patienten.

**[0009]** Insbesondere ist das Röntgenbeugungselement ein Pulverelement, welches ein Kristallpulver aufweist. Die Bestrahlung des Pulverelements und/oder die Auswertung gemessener Röntgenspektren geschieht beispielsweise analog zum Debye-Scherrer-Verfahren. Die Folge der Verwendung

eines Pulvers ist ein radialsymmetrisches Beugungsmuster in der Detektorebene.

**[0010]** Insbesondere zur Verwendung in einem Computertomographie-Gerät ist die Verwendung eines Röntgenkristalls von besonderem Vorteil. Dabei ergibt sich kein radialsymmetrisches Beugungsmuster, sondern es treten zahlreiche Einzelreflexe entsprechend der Zusammensetzung und Symmetrie der Elementarzelle des Röntgenkristalls auf. Der Röntgenkristall ist insbesondere ein Einkristall, beispielsweise LiF, KCl oder NaCl.

**[0011]** Nach einer anderen bevorzugten Ausführungsform ist ein der Röntgenquelle zugeordneter Röntgendetektor sowohl zur Bilderfassung als auch zur Messung der Röntgenquantenenergie ausgebildet und/oder angeordnet. Mit anderen Worten: Die Spektral-Einrichtung nutzt als Röntgendetektor den zur Bilderfassung ohnehin vorhandenen Röntgendetektor. Daraus resultiert sowohl ein Platz- als auch ein Kostenvorteil.

**[0012]** Vorzugsweise ist das Röntgenbeugungselement im Strahlenverlauf zwischen der Röntgenquelle und dem Röntgendetektor angeordnet oder mittels einer Stelleinrichtung dort positionierbar.

**[0013]** Außerdem bevorzugt ist eine Detektorblende vorhanden, die – in Strahlenrichtung gesehen – nach dem Patienten und vor dem Röntgendetektor angeordnet ist, wobei das Röntgenbeugungselement zwischen der Detektorblende und dem Röntgendetektor angeordnet oder mittels der Stelleinrichtung dort positionierbar ist. Mittels der Detektorblende wird ein Teil des von der Röntgenquelle emittierten Röntgenstrahlenbündels unmittelbar vor dem Röntgenbeugungselement ausgeblendet. Die Detektorblende wird vorzugsweise eng kollimierend betrieben. Bei einem als Array ausgebildeten Röntgendetektor ist die Blendenweite vorzugsweise kleiner oder gleich der Ausdehnung eines Pixels des Detektorarrays, so dass alleine die Pixel des Arrays die Apparatefunktion bestimmen. Die Blende dient vor allen Dingen dazu, die Detektoren gegen ungebeugte Primärstrahlung zu schützen.

**[0014]** Eine vorteilhafte Weiterbildung sieht vor, dass der Abstand des Röntgenbeugungselements zum Röntgendetektor zur Einstellung eines detektierbaren Energiefensters variiert ist. Der genannte Abstand legt nämlich – neben der Detektorfläche – einen maximalen Beugungswinkel und somit das detektierbare Energieintervall fest.

**[0015]** Wie bereits erläutert, erlauben die mittels der Spektral-Einrichtung gewonnenen Messdaten, Röntgenbeugungsmuster oder Röntgenspektren Rückschlüsse auf eine lokale Gewebe-Zusammensetzung oder Gewebe-Karakterisierung des Patienten. Das Röntgengerät weist daher vorzugsweise eine Auswerteeinheit zur Berechnung einer Gewebezusammensetzung des Patienten auf, wobei eine von der Spektral-Einrichtung ermittelte spektrale Information verwendet wird.

**[0016]** Bei einem Computertomographie-Gerät mit einem als zweidimensionales Array ausgebildeten Röntgendetektor ist es von besonderem Vorteil, falls das Röntgenbeugungselement, insbesondere der Röntgenkristall, derart ausgerichtet oder ausrichtbar ist, dass Hauptbeugungsreflexe entlang einer zur Patientenachse parallelen Spalte des Arrays auftreten.

**[0017]** Die Einstellung des Röntgenbeugungselements zielt insbesondere darauf ab, eine möglichst hohe anteilige Abbildung der Gesamtbeugungsintensität auf eine einzige Spalte zu erreichen. Dabei ist es zur Vermeidung eines Übersprechens zwischen benachbarten Spalten zweckmäßig, zwischen den Kanälen Kollimatoren zu positionieren oder dort positionierbar zu haben.

**[0018]** Bekannte moderne Computertomographie-Geräte

nutzen ein zweidimensionales Array anstelle eines eindimensionalen Arrays. Bei einem eindimensionalen Array werden die einzelnen Pixel in Umfangs- oder  $\phi$ -Richtung aufgereiht. Dadurch, dass auch in der Patienten- oder z-Richtung mehrere Pixel vorhanden sind, welche die Spalten bilden, ergibt sich der Vorteil einer erhöhten Scan-Geschwindigkeit. Unter Umständen ergibt sich außerdem der Vorteil einer verminderten Strahlenbelastung, wenn ein zweiter Scan mit höherer Auflösung vermieden wird. Bei einem Röntgengerät oder einem Computertomographie-Gerät nach der Erfindung wird die Aufreihung mehrerer Pixel in z-Richtung (Spalten) zur Auswertung der spektralen Energieverteilung verwendet.

**[0019]** Das Computertomographie-Gerät nach der Erfindung weist daher vorzugsweise einen ersten Betriebsmodus auf, in welchem ein Scan des Patienten ohne im Strahlenverlauf angeordnetes Röntgenbeugungselement durchführbar ist, sowie einen zweiten Betriebsmodus, in welchem ein Scan des Patienten mit im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement durchführbar ist. Die beiden Betriebsmodi können beispielsweise derart sein, dass im ersten Betriebsmodus mit hoher Scan-Geschwindigkeit ein 3D-Datensatz erzeugt wird, und dass dieser 3D-Datensatz auch im zweiten Betriebsmodus, wenngleich auch langsamer, erzeugbar ist, wobei dann aber zusätzlich gleichzeitig eine spektrale Information gewinnbar ist, welche zur lokalen Gewebe-Charakterisierung heranziehbar ist.

**[0020]** Die Erfindung wird nachfolgend anhand von drei in den **Fig. 1** bis **4** wiedergegebenen Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

**[0021]** **Fig. 1** ein Röntgengerät nach der Erfindung in einer schematischen Übersichtsdarstellung,

**[0022]** **Fig. 2** eine Spektral-Einrichtung des Röntgengeräts nach der **Fig. 1** in einer vergrößerten Darstellung (erstes Ausführungsbeispiel),

**[0023]** **Fig. 3** eine Spektral-Einrichtung nach einem zweiten Ausführungsbeispiel, und

**[0024]** **Fig. 4** eine Spektral-Einrichtung nach einem dritten Ausführungsbeispiel.

**[0025]** **Fig. 1** zeigt ein Röntgengerät **1** nach der Erfindung, welches eine Röntgenquelle **3** mit einer röhrenseitigen Blendenanordnung **5** umfasst. Mittels der Blendenanordnung **5** wird ein Röntgenstrahlenbündel **7** gewünschter Größe ausgeblendet. Das Röntgenstrahlenbündel **7** durchstrahlt einen Patienten **9** und würde – bei Nichtvorhandensein der mit **12** bezeichneten Spektral-Einrichtung, gegebenenfalls nach Passieren einer detektorseitigen Blende – zum Röntgendetektor **15** gelangen, welcher ein Bild vom Patienten **9** mit einem Kontrast entsprechend der lokal unterschiedlichen Transmission oder Absorption des Patienten **9** erfasst.

**[0026]** Bei dem Röntgengerät **1** nach der Erfindung ist im Strahlenverlauf eine insgesamt mit **12** bezeichnete Spektral-Einrichtung vorhanden.

**[0027]** Die Spektraleinrichtung **12** umfasst eine Detektorblende **11**, ein Röntgenbeugungselement **13** sowie den Röntgendetektor **15**. Außerdem umfasst sie eine Stelleinrichtung **17**, mittels derer das Röntgenbeugungselement **13** in einer lateralen Richtung **19** in den Strahlengang einführbar und aus diesem herausbringbar ist. Zudem ist mittels der Stelleinrichtung **17** ein Abstand **l** zwischen dem Röntgenbeugungselement **13** und dem Röntgendetektor **15** einstellbar, indem das Röntgenbeugungselement **13** in Abstandsrichtung **20** verschiebbar ist.

**[0028]** In **Fig. 1** ist außerdem ein mit  $\alpha$  bezeichneter Beugungswinkel eingezeichnet, der bezüglich einer Normalen gemessen ist.

**[0029]** Die Spektral-Einrichtung **12** ist in **Fig. 2** näher dargestellt. Der Röntgendetektor **15** ist als zweidimensionales

Array ausgebildet, wobei jedes Pixel aus einer oberen Schicht und einer unteren Schicht besteht. Die obere Schicht enthält einen Szintillator, insbesondere eine sogenannte UFC-Keramik (Ultra Fast Ceramic). Die jeweils untere Schicht stellt eine Photodiode dar, welche an die jeweilige obere Schicht mit der UFC-Keramik optisch angekoppelt ist. Alternativ könnte der Röntgendetektor **15** ein hochauflösendes Flächenelement, z. B. auf Cäsiumiodid-Silizium-Basis (CsI- $\alpha$ Si) sein. Die Detektorblende **11** ist gemäß **Fig. 2** eine Punktblende mit rechteckigem Querschnitt, der an die Größe eines Pixels des Röntgendetektors **15** angepasst ist. Das Röntgenbeugungselement **13** ist in diesem Beispiel ein Kristallpulver, beispielsweise mit LiF, KCl oder NaCl.

**[0030]** Bei Verwendung eines solchen Pulverelements ergibt sich in der Detektorebene eine radiale Intensitätsverteilung  $I(r)$  ( $r$  = Abstand von der Normalen), welche über die Gleichung

$$2 \cdot d \cdot \sin(\alpha_n) = n \cdot \lambda$$

direkt mit der Intensitätsverteilung  $I(\lambda)$  des einfallenden Röntgenbündels verknüpft ist. Die angegebene Gleichung stellt die bekannte Bragg'sche Reflexionsbedingung dar, worin  $d$  für den als bekannt vorausgesetzten Gitterabstand des Röntgenkristalls,  $\lambda$  für die Wellenlänge des einfallenden Röntgenbündels,  $n$  für die Beugungsordnung und  $\alpha_n$  für den Beugungswinkel der  $n$ -ten Beugungsordnung stehen. Da außerdem gilt:

$$\tan(\alpha) = r/l,$$

ist über den Abstand  $l$  des Röntgenbeugungselements **13** vom Röntgendetektor **15** und durch die nutzbare Detektorfläche (entsprechend einem Maximum für  $r$ ) das detektierbare Energiefenster festgelegt oder einstellbar

**[0031]** Bei dem in **Fig. 3** dargestellten zweiten Ausführungsbeispiel ist die Detektorblende **11** als Strichblende **11** ausgebildet, deren Breite an die Breite einer sich in einer  $\phi$ -Richtung erstreckenden Zeile  $i$  des Arrays angepasst ist. Die Länge der Strichblende **11** entspricht der Länge der genannten Zeile  $i$ . In diesem Beispiel ist das Röntgenbeugungselement **13** ein Röntgeneinkristall. Als Beugungsmuster ergeben sich Einzelreflexe entsprechend der Zusammensetzung und Symmetrie der Elementarzelle des Kristalls. Die Hauptreflexe des Kristalls werden beim Betrieb des Röntgengeräts **1** nach der Erfindung vorzugsweise auf eine sich in einer z-Richtung erstreckende Spalte  $c$ , d. h. "auf einem Kanal", des Arrays ausgerichtet. Ziel ist dabei die möglichst hohe anteilige Abbildung der Gesamtbeugungsintensität auf eine Spalte  $c$ . Gegebenenfalls sind zwischen den Spalten  $c$  – nicht explizit dargestellte – Kollimatoren zur Vermeidung eines Übersprechens zwischen den Spalten vorhanden. Der Flächendetektor hat dann – wie dargestellt – eine Ortsachse ( $\phi$ ) und eine Spektralachse ( $z$ ).

**[0032]** Für die übrigen Komponenten des zweiten Ausführungsbeispiels sei auf die Beschreibung zu **Fig. 1** und **2** verwiesen.

**[0033]** Die Spektral-Einrichtung **12** der **Fig. 3** ist bevorzugt in einem Computertomographie-Gerät einsetzbar.  $\phi$  und  $z$  stehen dann für die Rotationsrichtung bzw. Patientenrichtung.

**[0034]** Zur Verdeutlichung ist diese Variante in dem in **Fig. 4** dargestellten dritten Ausführungsbeispiel nochmals erläutert. Bei dem nur ausschnittsweise dargestellten Computertomographie-Gerät (CT-Gerät) sind mehrere, jeweils wenigstens ein Röntgendetektorarray aufweisende Detektormodule **23, 24, 25, 26, 27**, auf einem Detektorbogen **28** in Umfangsrichtung  $\phi$  um den Patienten **9** angeordnet. Außer-

dem sind zur Realisierung der Spektral-Einrichtung **12** mehrere, entlang der genannten Umfangsrichtung  $\phi$  angeordnete Beugungsmodule **29, 30, 31, 32, 33** mit jeweils wenigstens einem Beugungskristall vorhanden. Der Detektorbogen **28** umfasst somit mehrere Spektral-Module, die jeweils ein Detektormodul **23, 24, 25, 26, 27** und ein Beugungsmodul **29, 30, 31, 32, 33** umfassen. Die Detektorblende **11** wird eng kollimierend betrieben. Die Blendenweite sollte gleich oder kleiner der Ausdehnung der Pixel eines der Detektormodule **23, 24, 25, 26, 27** sein, damit allein diese maßgeblich die Apparatefunktion der Spektral-Einrichtung **12** bestimmen. **[0035]** In einem ersten Betriebsmodus des Röntgengeräts **1** oder des Computertomographie-Geräts ist eine Aufnahme bzw. ein Scan des Patienten ohne im Strahlenverlauf angeordnetes Röntgenbeugungselement bzw. ohne Beugungsmodule **29, 30, 31, 32, 33** durchführbar. **[0036]** In einem zweiten Betriebsmodus wird eine Aufnahme bzw. ein Scan bei im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement bzw. Beugungsmodulen **29, 30, 31, 32, 33** durchgeführt. Bei einem Scan im CT-Gerät läuft die Röntgenquelle **3** z. B. kontinuierlich und spiralförmig um den Patienten **9** um. Bei bestimmten Winkelstellungen findet ein Auslesen der Detektorpixel statt. Von jeder Spalte c oder jedem Kanal (siehe **Fig. 3**) wird dabei nicht nur ein einzelner Messwert, sondern ein Spektrum  $I_{a,c}(\lambda)$  gemessen. Der Index a steht dabei für Auslesen (reading). Bei der CT-Rücktransformation wird daraus neben der Bildinformation zusätzlich die Wellenlängenabhängigkeit der lokalen Absorptionskoeffizienten  $\mu(x, \lambda)$  ermittelt. **[0037]** Die Absorptionsbeiträge unterschiedlicher Gewebe oder Materialien m, d. h. die einzelnen Gewebe- oder Materialspektren  $\mu_m(\lambda)$ , sind in dem so bestimmten Wert überlagert. **[0038]** Bei bekannten Spektren  $\mu_m(\lambda)$  ist ein Maß für die lokale Gewebezusammensetzung am Ort x ermittelbar. **[0039]** Die Bestimmung der Körper- oder Gewebezusammensetzung ist sowohl bei einem CT-Gerät als auch allgemein bei einem Röntgengerät **1** (siehe **Fig. 1**) nach der Erfindung durchführbar. **[0040]** Der Röntgendetektor **15** kann über Datenleitungen sowohl mit einer Auswerteeinheit **21** zur Auswertung der Spektral-Daten als auch mit einer Bilderfassungseinheit **22** zur Verarbeitung oder Darstellung der rein absorptionsbasierten Kontrastdaten zu einem Röntgenbild in Verbindung stehen. **[0041]** Außerdem kann eine – nicht dargestellte – Kontrolleinheit vorhanden sein, welche eine von der Spektral-Einrichtung **12** gewonnene Spektral-Information zur Kontrolle und ggf. zur Steuerung der Röntgenquelle **3**, insbesondere der Strahlcharakteristik, verwendet.

#### Patentansprüche

1. Bildgebendes medizinisches Röntgengerät (**1**), insbesondere Computertomographie-Gerät, zur Untersuchung eines Patienten (**9**), mit einer Spektral-Einrichtung (**12**) zur Messung der Röntgenquantenenergie.
2. Röntgengerät (**1**) nach Anspruch 1, wobei die Spektral-Einrichtung (**12**) das Prinzip der Röntgenbeugung ausnutzt.
3. Röntgengerät (**1**) nach Anspruch 2, wobei die Spektral-Einrichtung (**12**) ein Röntgenbeugungselement (**13**) umfaßt.
4. Röntgengerät (**1**) nach Anspruch 3, wobei das Röntgenbeugungselement (**13**) ein Röntgenkristall ist.
5. Röntgengerät (**1**) nach Anspruch 3, wobei das Röntgenbeugungselement (**13**) ein Kristall-Pulver ist.
6. Röntgengerät (**1**) nach einem der Ansprüche 3 bis 5,

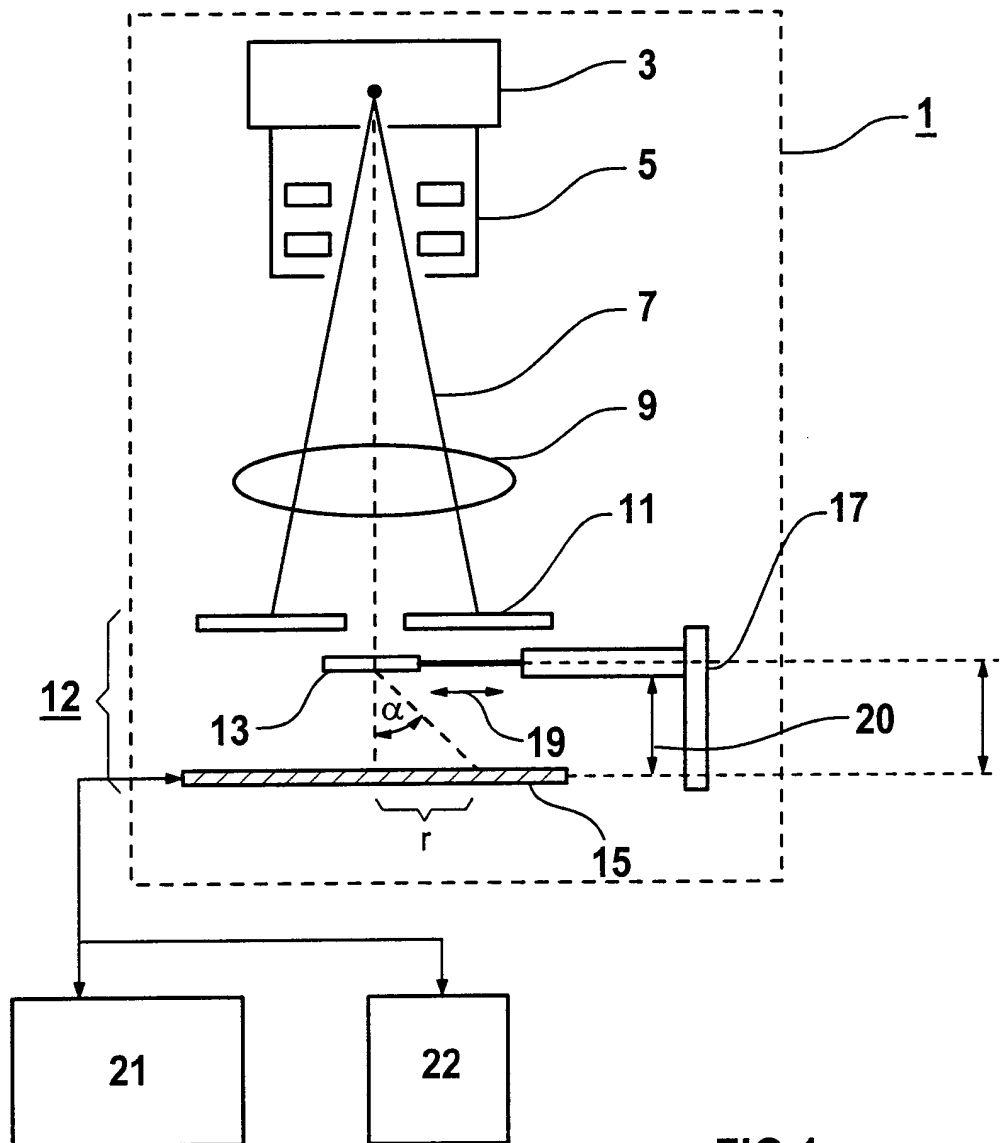
mit einer Röntgenquelle (**3**) und einem der Röntgenquelle (**3**) zugeordneten Röntgendetektor (**15**).

7. Röntgengerät (**1**) nach Anspruch 6, wobei der Röntgendetektor (**15**) sowohl zur Bilderfassung als auch zur Messung der Röntgenquantenenergie ausgebildet und/oder angeordnet ist.
8. Röntgengerät (**1**) nach Anspruch 6 oder 7, wobei das Röntgenbeugungselement (**13**) im Strahlenverlauf zwischen der Röntgenquelle (**3**) und dem Röntgendetektor (**15**) angeordnet oder mittels einer Stalleinrichtung (**17**) dort positionierbar ist.
9. Röntgengerät (**1**) nach Anspruch 8, mit einer Detektorblende (**11**), die – in Strahlenrichtung gesehen – nach dem Patienten (**9**) und vor dem Röntgendetektor (**15**) angeordnet ist, wobei das Röntgenbeugungselement (**13**) zwischen der Detektorblende (**11**) und dem Röntgendetektor (**15**) angeordnet oder mittels der Stalleinrichtung (**17**) dort positionierbar ist.
10. Röntgengerät (**1**) nach einem der Ansprüche 6 bis 9, wobei der Abstand (**1**) des Röntgenbeugungselements (**13**) zum Röntgendetektor (**15**) zur Einstellung eines detektierbaren Energiefensters variierbar ist.
11. Röntgengerät (**1**) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, mit einer Auswerteeinheit (**21**) zur Berechnung einer Gewebezusammensetzung des Patienten (**9**) unter Berücksichtigung einer von der Spektral-Einrichtung (**12**) ermittelten spektralen Information.
12. Computertomographie-Gerät nach einem der Ansprüche 6 bis 11, wobei der Röntgendetektor (**15**) als zweidimensionales Array ausgebildet ist, und wobei das Röntgenbeugungselement (**13**), insbesondere der Röntgenkristall, derart ausgerichtet oder ausrichtbar ist, dass Hauptbeugungsreflexe entlang einer zur Patientenachse (z) parallelen Spalte (c) des Arrays auftreten.
13. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 12, wobei zwischen Spalten (c) des Arrays Kollimatoren positioniert oder positionierbar sind zur Vermeidung eines Übersprechens zwischen benachbarten Spalten (c).
14. Computertomographie-Gerät nach einem der Ansprüche 3 bis 13, mit einem ersten Betriebsmodus, in welchem ein Scan des Patienten (**9**) ohne im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement (**13**) durchführbar ist, und mit einem zweiten Betriebsmodus, in welchem ein Scan des Patienten (**9**) mit im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement (**13**) durchführbar ist.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---



**FIG 1**

